

B15

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平7-88105

(43) 公開日 平成7年(1995)4月4日

(51) Int. Cl. <sup>6</sup>	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 5/14	3 1 0	8825-4C		
5/0245				
G 0 1 N 21/35	Z	9118-2J		
		7638-4C		
			A 6 1 B 5/ 02	3 1 0 A

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 6 頁)

(21) 出願番号 特願平5-235327

(22) 出願日 平成5年(1993)9月22日

(71) 出願人 000163006

興和株式会社

愛知県名古屋市中区錦3丁目6番29号

(72) 発明者 片山 浩二

茨城県つくば市観音台1-25-5 興和株式会社興和総合科学研究所内

(72) 発明者 石川 宗晴

茨城県つくば市観音台1-25-5 興和株式会社興和総合科学研究所内

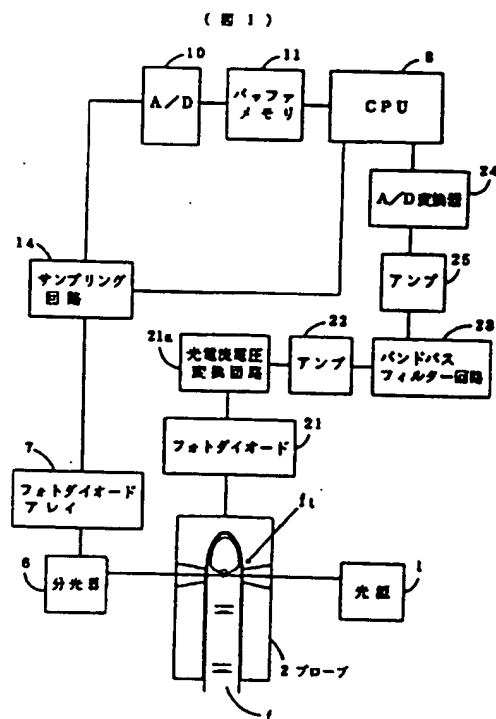
(74) 代理人 弁理士 加藤 卓

(54) 【発明の名称】 脈波分光計

(57) 【要約】

【目的】 血液成分の吸光度情報を正確に測定でき、血液成分の濃度分析を行える脈波分光計を提供する。

【構成】 プロブ2のバルーンにより測定部位に圧力を加え固定しつつ光源1により生体測定部位に光を照射し、測定部位からの出射光を分光器6、フォトダイオードアレイ7により分光し、検出する。プロブ2には、測定部位近傍からの散乱光を検出するフォトダイオード21が設けられ、このフォトダイオード21を介して脈動を検出する。フォトダイオードアレイ7からの分光出力から、CPU8の制御によりフォトダイオード21で検出した脈動に同期して最大値と最小値が抽出され、この最大値と最小値に基づき、血流の変動成分のみを分離する。また、フォトダイオード21の検出信号に基づき、バルーンの固定圧力を最適に制御する。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体の測定部位に光を照射し、分光測定を行ない、血液中の成分の濃度を非侵襲的に求める脈波分光計において、

生体測定部位に光を照射する光源と、

測定部位に圧力を加え固定する固定手段と、

測定部位からの出射光を分光する分光手段と、

分光された光を検出する第1の受光素子と、

測定部位近傍からの散乱光を検出する第2の受光素子と、

第2の受光素子で得られた信号に基づき前記固定手段の固定圧力を最適に制御する手段と、

第2の受光素子で得られた信号に基づき第1の受光素子からの信号の内、血流の変動成分のみを分離する信号成分分離手段とを有することを特徴とする脈波分光計。

【請求項2】 前記光源は、連続スペクトル光源からの放射光の波長600-1100nmの範囲の光をバンドパスフィルターによって選択的に生体上に照射することを特徴とする請求項1に記載の脈波分光計。

【請求項3】 前記信号分離手段は、前記第2の受光素子により検出した散乱光の光量変化に同期して、第1の受光素子により受光された分光スペクトルより血流の変動成分を分離することを特徴とする請求項1に記載の脈波分光計。

【請求項4】 前記固定手段は、生体の測定部位を一方から固定するバルーンと、このバルーン内の空気圧を調整する調整手段とを有し、このバルーン内の空気圧が前記第2の受光素子により検出した散乱光の変動成分が消えない範囲で最適な圧力に制御されることを特徴とする請求項1に記載の脈波分光計。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】本発明は脈波分光計、特に生体の測定部位に光を照射し、分光測定を行ない、血液中の成分の濃度を非侵襲的に求める脈波分光計に関するものである。

## 【0002】

【従来の技術】これまでの近赤外分光による生体中の血液成分の非侵襲的測定では、測定部位に生じる脈動により、測走値が変動し脈動の振幅に依存した測定値のゆらぎが生じるため、長時間の測定を行ない、脈動の変動をならす必要があった。

【0003】生体に光を照射すると、血液による吸収と組織による吸収とが合わさって透過してくる。血中成分濃度を非侵襲的に測定する場合この組織による吸収は測定精度を悪化させる要因となる。

【0004】特に体の組成の50-60%を占める水は波長980nm付近に大きな吸収ピークを持つ。また測定する血中成分の多くがこの付近に吸収ピークを持つためにこの水の影響が測定精度に大きく関係してくる。

【0005】そのため、組織の影響を除去し、相対的に血中成分による吸収光量を大きくする必要が出てくる。組織の影響を除去するには、拍動に伴って脈動している血液に伴う吸光度の変化量を取り出すことが有利である。また濃度測定には、血液の絶対量が必要なため、必然的に吸収量を測定する必要が出てくる。

【0006】この考えから、脈動を積極的に利用して生体中の血液の分光情報を得ようとする装置、パルスオキシメーターがある。この装置は、脈動による変化分を信号源とし脈動一周期間を細分化した各区分毎の変化量を2波長について測定し血中ヘモグロビンの酸素飽和度を測定している。この手法では、波長間の比を求めることで酸素飽和度を求めることができるため、血液による吸収量の変化分のみを使用して演算している。

【0007】しかし、このような信号処理方法では全体の吸収量を捨象しているために血中のヘモグロビン濃度など吸光度の絶対値と関係する濃度測定は行なえず、血液成分濃度の分析には適さない。

【0008】同様に脈動を利用する他の装置としては容積脈動法と呼ばれる血圧及び血液酸素飽和度測定手法を用いた装置がある(特公平4-60650号)。測定部位にカフ圧を加えることで組織、静脈血層、動脈血層、各層の吸光度の組み合わせを変えてデータを取得し、各組み合わせに対する吸光度差を2波長に対して求めることで、動脈血と静脈血の酸素飽和度を演算し、脈波振幅の変化点のカフ圧から血圧測定を行っている。

【0009】またカフ圧の加え方に関して、特開平5-503856号では拍動に伴う吸光変化を最大振幅で捉えるために、動脈圧にほぼ等しいカフ圧を加えた状態で動脈血の吸光度を測定し、動脈血酸素飽和度および動脈血圧を決定する方法を開示している。

## 【0010】

【発明が解決しようとする課題】生体の血液成分の近赤外分光を行う従来技術は、脈動信号の変化分測定や吸光度差を利用しているだけで、血液酸素飽和度のみを求めており、血液成分濃度の情報など吸光度の値を利用する方法、手段となっていない。

【0011】本発明の課題は、以上の問題を解決し、血液成分の吸光度情報を正確に測定でき、血液成分の濃度分析を行える脈波分光計を提供することにある。

## 【0012】

【課題を解決するための手段】以上の課題を解決するために、本発明においては、生体の測定部位に光を照射し、分光測定を行ない、血液中の成分の濃度を非侵襲的に求める脈波分光計において、生体測定部位に光を照射する光源と、測定部位に圧力を加え固定する固定手段と、測定部位からの出射光を分光する分光手段と、分光された光を検出する第1の受光素子と、測定部位近傍からの散乱光を検出する第2の受光素子と、第2の受光素子で得られた信号に基づき前記固定手段の固定圧力を最

適に制御する手段と、第2の受光素子で得られた信号に基づき第1の受光素子からの信号の内、血流の変動成分のみを分離する信号成分分離手段とを有する構成を採用した。

【0013】

【作用】以上の構成によれば、第2の受光素子で得られた信号に基づき第1の受光素子からの信号の内、血流の変動成分のみを分離することにより、拍動に伴う血液量の変動に同期した収縮期・弛緩期に相当する信号を測定し、生体情報から血液中の情報のみを抽出し、分光スペクトルの形状から各種の血中成分量を定量的に精度良く求めることができる。また、これら収縮期・弛緩期の2つの差スペクトルを求めることで光源のスペクトル補正のための参照光が不要となり、血液の吸光スペクトルを直接演算することができる。

【0014】

【実施例】以下、図面に示す実施例に基づき、本発明を詳細に説明する。以下では、ヒト指の血液成分濃度の情報を持った分光スペクトルの測定に応用した実施例を説明する。

【0015】図1は、本発明に用いた装置のブロック図である。光源1はハロゲンランプ、その駆動電源、波長600nm-1100nmの近赤外光を選択的に反射するミラー、及び測定部位に光を集光する集光レンズから構成される。光源1に設けられるミラーはハロゲンランプから放射される熱線により測定部位が火傷を負うのを防ぐためと、分光器内での迷光を除去するためのものである。また、このミラーは同波長域を選択的に透過するよう構成された1ないし複数のフィルターでも良い。なお、波長域はこの範囲に限定されるものではなく、求めたい血中成分の吸収波長に応じて任意に変更できるようにしておくのがよい。

【0016】図において符号2はプローブで、被験者はこのプローブ2に紙面下方向から指fを挿入する。プローブ2には左右及び下方に光の透過する窓が設けられており、挿入された指の先端部（測定部位）ftがそこに接する。プローブ2の指fの固定及び脈波の検出については、後述する。

【0017】光源1から出射された光はプローブ2に対し、紙面右側から入射し、測定部位ftに照射される。この照射した光は、生体中を通過し紙面左方向の窓から出射して分光器6に導かれる。

【0018】分光器6は、回折格子、及び凹面ミラーから構成されるモノクロメーターで、測定部位を通過してきた光を各波長毎に600-1100nmの波長範囲でスペクトルに分解する。分光スペクトルはフォトダイオードアレイ7で検出しCPU8からの制御でサンプリング回路14を介してA/D変換器10でデジタル信号に変換された後バッファメモリ11に蓄積される。バッファメモリ11に蓄えられたデータはCPU8からの命令

で逐次取り込まれる。

【0019】図2はプローブ2、及び脈波検出手段の構成を示したブロック図である。脈波をモニターするために、プローブ2の下部（測定部位ftの下）に設けられた窓2cから生体中を散乱してきた光をフォトダイオード21で検出する。

【0020】フォトダイオード21の出力は、光電流電圧変換回路21aで光電流を電圧に変換され、アンプ22で増幅され、信号の直流成分と高周波ノイズを除去するバンドパスフィルター23、アンプ25を経てA/D変換器24でデジタル信号に変換された後CPU8に取り込まれる。バンドパスフィルター23は脈波の信号を抽出するために直流成分を取り除く目的と、電源ノイズ等の高周波成分を除去する目的で用いられる。

【0021】CPU8では、フォトダイオード21を介して検出した脈波をモニターしながら、脈波の1周期での最大値及び最小値を検出して、それぞれに同期させてサンプリング回路14に信号を送り、フォトダイオードアレイ7からの信号を取り込む。

【0022】また、CPU8では脈波をモニターしながら、この脈波の振幅が消えないようにバルーン2b内の空気圧を駆動回路3を通じてポンプ26、及び電磁弁27によって調節する制御を行なう。測定中は、この調節した圧力値に保ち、指の固定を行う。

【0023】このとき、バルーン2bの圧力は、測定部位の動脈血及び静脈血の血行を妨げない範囲で最も生体を安定に固定するよう、また、脈波の振幅が時間的に安定するように設定される。本実施例ではその圧力値を20mmHgと想定したが、この値は、上述のようにして測定毎に最適値に制御されるため、必ずしもこの値に限定されるものではない。

【0024】本実施例では、上記のようにして信号の積算中は測定部位をバルーンにて固定し、一定の脈波の振幅が得られるように制御する。

【0025】生体においては近赤外領域の波長の光に対し、ある程度の透過性があるとはいえ、かなりの部分散乱して通過してくる。そのため、測定部位に照射された光は照射点から等方に拡散して行き、あらゆる方向から同様な光が出射してくる。また、脈動により測定部位内に含まれる血液量が変わることで血液による吸収量の変化として出射光の変化が現われる。

【0026】そこで、生体の測定部位を透過してきた光を分光器6で捉えると同時に、フォトダイオード21により別の方向からこの血液量の変化を脈波として観測してその脈波に同期させて信号を処理するが、具体的には、後述のようにその脈波の1周期での分光器6の受光強度の最大値と最小値を検出し、それぞれの時間での分光スペクトルを得る。

【0027】この場合、脈波を安定的にしかも強い振幅で検出することが測定精度を上げる上で重要である。脈

波の増強という点では動脈圧とほぼ同等なカフ圧を加えることが有効であるとの知見が特開平5-503856号で開示されているが、本発明の目的には脈波が安定し、しかも測定部位が固定され、光路長が一定となるようにすることが一層重要である。

【0028】したがって、本発明においては、測定部位の固定と脈波振幅を安定化するためには、脈動振幅が制御しやすいように動脈圧と同等なカフ圧ではなく、動脈圧を越えしかもカフ圧と脈波振幅が線形に相関するカフ圧を選んだ結果、図5のように、脈波振幅が最大振幅となる点より高いカフ圧で最大振幅の2/3程度の振幅となるカフ圧となる点で脈波振幅が安定化するようにカフ圧を制御しながら測定することがよいことがわかった。

【0029】さて、図3はこの状態で観測した脈波成分の値を吸光度であらわしたものである。生体による吸収には大きく分けて組織による吸収、静脈血による吸収と動脈血による吸収とがある。このうち、組織による吸収と静脈血による吸収は拍動による変動が小さく時間的に安定している。一方動脈血による吸収は拍動によって大きく変動し図に示すような周期的な変化を示す。このと\*20

$$Ab_{smax} = -\log(I_{max}(\lambda)/I_0(\lambda)) \quad \dots(1)$$

同様に脈波の最小値でのスペクトルを  $I_{min}(\lambda)$  とす ※ ※と吸光度  $Ab_{smin}$  は、

$$Ab_{smin} = -\log(I_{min}(\lambda)/I_0(\lambda)) \quad \dots(2)$$

となる。従って両者の差スペクトルは、(1)-(2)★ ★より

$$Ab_{smax} - Ab_{smin} = -\log(I_{max}(\lambda)/I_{min}(\lambda)) \quad \dots(3)$$

となり、参照光を測定しなくても吸光度を得ることができる。

【0033】図4は、本発明により測定された吸光度のスペクトルデータを示している。図4のスペクトルデータは100msのサンプリングタイムで、フォトダイオードアレイ7からサンプリングを行い、脈波1周期の最大値でのスペクトルから最小値でのスペクトルを除外し、それを周期毎に複数回積算した値をCPU8で対数変換し吸光度とした値である。実施例では積算回数を100回に設定し、データの安定性を向上させている。この積算回数は100回に限定されるものではなく、光量と測定精度の関係で任意に設定する。

【0034】なお、実施例においては測定部位として指を用いているが、これは脈波が検出されて、かつ測定部位を透過した光が検出される場所なら特に限定されるものではない。例えば、耳殻などを用いることも可能である。

【0035】以上の実施例によれば、生体固定手段と脈波検出手段とを備え、測定部位からの脈波信号を検出し、前記脈波信号の1周期での最大値と最小値とを検出し、その情報を基に生体を透過したスペクトルの差を取るようにしたので、測定部位の組織の情報を除去することができ、生体情報から血液中の情報のみを抽出し、分光スペクトルの形状から各種の血中成分量を定量的に精度良く求めることができる。また、これら収縮期・弛緩期☆50

\* き必要なのは血中成分の濃度であり、更に動脈血中の濃度が、生理的に重要な意味を持っている。

【0030】したがって、組織、及び静脈血に影響されない動脈血のみによる吸収を得ることが必要であり、本発明では、フォトダイオード21を介して検出した脈波に同期して、吸光度スペクトルの最大値と最小値との差を取る手法を採用している。拍動による吸光度の変化分はこの動脈血の血液量の増減を反映しており、この脈波に同期して最大値と最小値との差を取る手法は動脈血のみの情報を抽出する手段として有効である。

【0031】具体的には、最大値と最小値の2つの信号を各波長毎に除算処理した後、対数変換して解析を行なう。また必要に応じて、この除算処理した信号を複数周期積算し精度を上げる。

【0032】また、本発明のように差スペクトルを得る方法では一般の分光計のように参照光を測定する必要がない。すなわち、光源のスペクトルを  $I_0(\lambda)$ 、脈波の最大値でのスペクトルを  $I_{max}(\lambda)$  とすると、吸光度  $Ab_{smax}$  は、

☆期の2つの差スペクトルを求めることで光源のスペクトル補正のための参照光が不要となり、血液の吸光スペクトルを直接演算することができる。

【0036】また、脈動を検出してこれに同期して測定部位の固定圧力を制御するようにしているので、透過量の揺らぎを除去して血中成分による吸収スペクトルのみを抽出することができ、特にグルコース等の血中成分による微小信号を水の影響を少なくして精度良く測定する事ができ、測定したスペクトルデータに基づき、酸素飽和濃度のみならず血液中の各種成分の濃度を非侵襲的に求めることが可能となる。

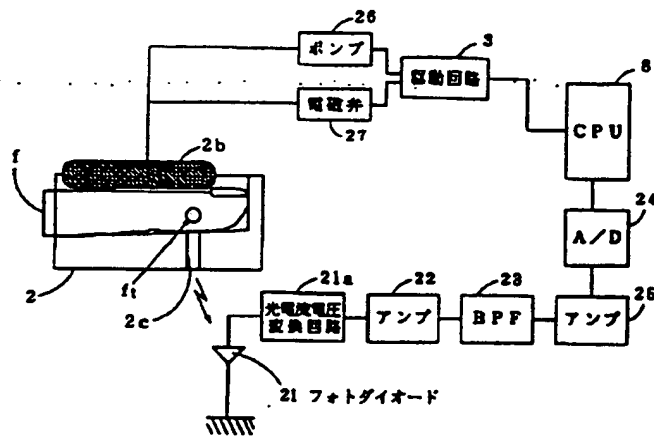
【0037】

【発明の効果】以上から明らかなように、本発明によれば、生体の測定部位に光を照射し、分光測定を行ない、血液中の成分の濃度を非侵襲的に求める脈波分光計において、生体測定部位に光を照射する光源と、測定部位に圧力を加え固定する固定手段と、測定部位からの出射光を分光する分光手段と、分光された光を検出する第1の受光素子と、測定部位近傍からの散乱光を検出する第2の受光素子と、第2の受光素子で得られた信号に基づき前記固定手段の固定圧力を最適に制御する手段と、第2の受光素子で得られた信号に基づき第1の受光素子からの信号の内、血流の変動成分のみを分離する信号成分分離手段とを有する構成を採用しているため、第2の受光素子で得られた信号に基づき第1の受光素子からの信号



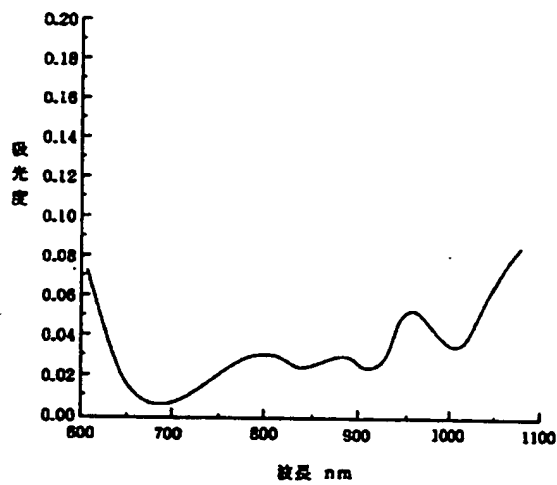
【図2】

(図2)



【図4】

(図4)



【図5】

(図5)

